



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift  
⑯ DE 100 48 814 A 1

⑯ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**A 61 B 6/03**  
G 01 N 23/083  
G 06 F 19/00  
// G06F 159:00

⑯ Aktenzeichen: 100 48 814.5  
⑯ Anmeldetag: 29. 9. 2000  
⑯ Offenlegungstag: 29. 5. 2002

DE 100 48 814 A 1

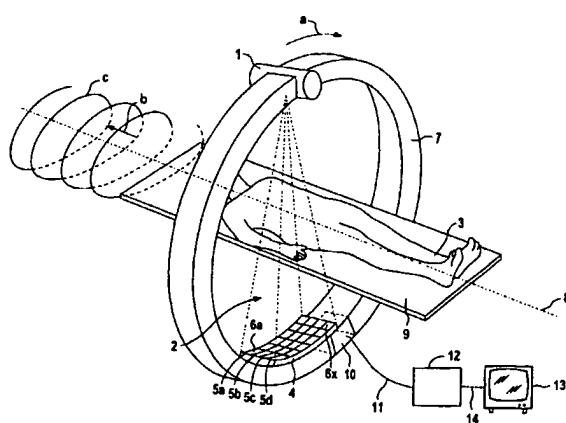
⑯ Anmelder: Siemens AG, 80333 München, DE	⑯ Erfinder: Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE; Seifert, Heinrich, Dr., 91088 Bubenreuth, DE; Siebold, Horst, Dr., 91090 Effeltrich, DE
	⑯ Entgegenhaltungen: US 51 17 445

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Computertomographiegerät mit einem Datenerfassungssystem und Verfahren für solch ein Computertomographiegerät

⑯ Die Erfindung betrifft ein Computertomographiegerät mit einem Datenerfassungssystem (10, 30, 40) und einem Strahlungsdetektor (4), welcher wenigstens eine Detektorzelle (5a bis 5d) mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen (6a bis 6x) umfasst, wobei das Datenerfassungssystem (10, 30, 40) die Detektorelemente (6a bis 6x) ausliest. Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren für solch ein Computertomographiegerät, dessen Datenerfassungssystem (10, 30, 40) Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente (6a bis 6x) bilden kann.



DE 100 48 814 A 1

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Computertomographiegerät mit einem Datenerfassungssystem. Des weiteren betrifft die Erfindung ein Verfahren für ein solches Computertomographiegerät.

[0002] Ein Computertomographiegerät der eingangs genannten Art weist eine Röntgenstrahlenquelle auf, die ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel durch ein Untersuchungsobjekt, z. B. einen Patienten, auf einen Strahlungsdetektor richtet. Die Röntgenstrahlenquelle und je nach Bauart des Computertomographiegerätes auch der Strahlungsdetektor sind auf einer sogenannten Gantry angeordnet, die um den Patienten rotieren kann. Der Patient kann auf einem Tisch liegen, der entlang einer Systemachse relativ zur Gantry verschoben bzw. bewegt werden kann. Somit kann u. a. eine Körperregion des Patienten spiralförmig abgetastet werden, wobei während der Abtastung ein Körpervolumen des Patienten abgetastet wird; aus den dabei gewonnenen Messwerten werden Schnittbilder von ebenen Körperschichten des Patienten rekonstruiert.

[0003] Der Strahlungsdetektor des Computertomographiegerätes kann eine, mehrere nebeneinander angeordnete Detektorelemente umfassende Detektorzeile oder, wie beispielsweise in der US 5,291,402 beschrieben, mehrere parallele Detektorzeilen aufweisen. Der Vorteil eines Computertomographiegerätes mit einem mehrzeiligen Strahlungsdetektor ist beispielsweise die Möglichkeit, ein interessierendes Körpervolumen schneller abzutasten, was u. a. die Aufnahmezeit verkürzt. Nachteilig an einem Computertomographiegerät mit einem mehrzeiligen Strahlungsdetektor ist jedoch dessen höhere Anzahl von Detektorelementen und somit die Notwendigkeit, bei jedem Abtastschritt mehr Detektorelemente auszulesen als bei einem Computertomographiegerät mit einem einzeiligen Strahlungsdetektor.

[0004] Dies wiederum führt zu einer höheren Datenrate von Signalen, die von einem die Detektorelemente auslesenden Datenerfassungssystem ausgehen.

[0005] Die Aufgabe der Erfindung ist daher, ein Computertomographiegerät der eingangs genannten Art derart auszuführen, dass das Datenerfassungssystem derart ausgebildet ist, dass eine Voraussetzung für eine niedrigere Datenrate gegeben ist. Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren für ein solches Computertomographiegerät anzugeben, welches eine Verringerung dieser Datenrate ermöglicht.

[0006] Nach der Erfindung wird die erste Aufgabe gelöst durch ein Computertomographiegerät mit einem Datenerfassungssystem und einem Strahlungsdetektor, welcher wenigstens eine Detektorzelle mit mehreren, nebeneinander angeordneten Detektorelementen umfasst, wobei das Datenerfassungssystem die Detektorelemente ausliest, Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente bildet und weiterverarbeitet. Da die Signale zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente mit hoher Wahrscheinlichkeit geringe Amplitudenunterschiede aufweisen, ist die Signaldynamik ihrer Differenzsignale ebenfalls gering. Somit kann die Datenrate bei der Verwendung von Differenzsignalen gegenüber der Datenrate bei der Verwendung der Signale eines einzelnen ausgelesenen Detektorelementes vermindert werden.

[0007] Eine Variante der Erfindung sieht vor, dass das Datenerfassungssystem wenigstens einen Analog/Digital-Wandler aufweist, welcher im Wesentlichen die ausgelesenen Signale der Detektorelemente digitalisiert. Somit ist es in vorteilhafter Weise möglich, die Differenzbildung der Signale auf digitaler Ebene auszuführen.

[0008] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass das Datenerfassungssystem wenigstens einen Analog/Digital-Wandler aufweist, welcher im Wesentlichen die Differenzsignale zweier benachbarter ausgelesener Detektorelemente digitalisiert.

[0009] Wenn nach einer Ausführungsform der Erfindung die digitalisierten Differenzsignale eine Datenlänge von einem Byte aufweisen, ist die Datenrate eines erfindungsgemäßen Computertomographiegerätes klein.

[0010] Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass der Strahlungsdetektor mehrere Detektormodule umfasst, die mehrere Detektorzeilen mit mehreren, nebeneinander angeordneten Detektorelementen aufweist und jedem Detektormodul ein Analog/Digital-Wandler zugeordnet ist.

[0011] Die andere Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch ein Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes mit einem Datenerfassungssystem und einem Strahlungsdetektor, welcher wenigstens ein Detektormodul aufweist, das wenigstens eine Detektorzelle mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen umfasst, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Auslesen jedes Detektorelementes eines Detektormoduls zu jedem Abtastschritt und
- Bildung von Signalen  $S_{j,m,k}^*$  aus Signalen der ausgelesenen Detektorelemente des j-ten Detektormoduls, wobei

$$S_{j,m,1}^* = S_{j,m,1}$$

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k} - S_{j,m,k-1} \text{ für } 1 < k \leq K,$$

wobei  $S_{j,m,k}$  das Signal des ausgelesenen Detektorelementes der m-ten Detektorzeile des j-ten Detektormoduls ist und K die Anzahl der Detektorelemente der m-ten Detektorzeile ist.

[0012] Wie obenstehend bereits erläutert, weisen die ausgelesenen Signale zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente mit hoher Wahrscheinlichkeit geringe Amplitudenunterschiede auf. Somit ist die Signaldynamik der Differenzsignale ebenfalls gering und folglich kann die Datenrate bei der Verwendung der Differenzsignale gegenüber der Datenrate bei Verwendung der Signale eines einzelnen ausgelesenen Detektorelementes vermindert werden.

[0013] Nach der Erfindung wird die zweite Aufgabe auch gelöst durch ein Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes mit einem Datenerfassungssystem und einem Strahlungsdetektor vor, welcher wenigstens ein Detektormodul aufweist, das wenigstens eine Detektorspalte mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen umfasst, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Auslesen jedes Detektorelementes eines Detektormoduls zu jedem Abtastschritt und
- Bildung von Signalen  $S_{j,m,k}^*$  aus Signalen der ausgelesenen Detektorelementen des j-ten Detektormoduls, wobei

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k}$$

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k} - S_{j,m-1,k} \text{ für } 1 < m \leq M,$$

wobei  $S_{j,m,k}$  das Signal des ausgelesenen Detektorelementes der k-ten Detektorspalte des j-ten Detektor-

duls ist und  $M$  die Anzahl der Detektorelemente der k-ten Detektorspalte ist.

[0014] Somit kann wieder in vorteilhafter Weise die geringere Signaldynamik von Differenzsignalen zur Reduzierung der Datenrate ausgenutzt werden.

[0015] Bei einer Variante der Erfindung werden für die Verfahren die Signale  $S_{j,m,k}$  in digitalisierter Form weiterverarbeitet. Somit können in vorteilhafter Weise die Differenzsignale auf digitaler Ebene gebildet werden.

[0016] Bei einer Ausführungsform der Erfindung werden für die Verfahren die Signale  $S_{j,m,k}^*$  in digitalisierter Form weiterverarbeitet.

[0017] Wenn nach einer weiteren Ausführungsform für die Verfahren die digitalisierten Differenzsignale eine Datenlänge von einem Byte aufweisen, kann die Datenrate in vorteilhafter Weise klein sein.

[0018] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den beigelegten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0019] Fig. 1 ein erfindungsgemäßes Computertomographiegerät,

[0020] Fig. 2 ein Schaubild zur Verdeutlichung der Gewinnung von Differenzsignalen auf digitaler Ebene,

[0021] Fig. 3 und 4 Schaubilder zur Verdeutlichung der Gewinnung von Differenzsignalen auf analoger Ebene,

[0022] Fig. 5 ein Ausführungsbeispiel einer Schaltung zur Gewinnung von analogen Differenzsignalen,

[0023] Fig. 6 ein Schaubild zur Verdeutlichung der in der Fig. 5 dargestellten Schaltung,

[0024] Fig. 7 ein weiteres Ausführungsbeispiel einer Schaltung zur Gewinnung von analogen Differenzsignalen, und

[0025] Fig. 8 ein Schaubild zur Verdeutlichung der in der Fig. 7 dargestellten Schaltung.

[0026] Die Fig. 1 zeigt schematisch ein erfindungsgemäßes Computertomographiegerät mit einer Röntgenstrahlenquelle 1, von der ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlbündel 2, dessen Randstrahlen in der Fig. 1 strichpunktiert dargestellt sind, ausgeht, das ein Untersuchungsobjekt, beispielsweise einen Patienten 3, durchsetzt und auf einen Strahlungsdetektor 4 trifft. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels umfasst der Strahlungsdetektor 4 vier nebeneinander angeordnete Detektorzeilen 5a bis 5d mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen 6a bis 6x.

[0027] Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels an einer ringförmigen Gantry 7 einander gegenüberliegend angeordnet. Die Gantry 7 ist bezüglich einer Systemachse 8, welche durch den Mittelpunkt der ringförmigen Gantry 7 verläuft, an einer in der Fig. 1 nicht dargestellten Halterungsvorrichtung drehbar gelagert (vgl. Pfeil a).

[0028] Der Patient 3 liegt im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf einem für Röntgenstrahlen transparenten Tisch 9, welcher mittels einer in der Fig. 1 ebenfalls nicht dargestellten Tragevorrichtung längs der Systemachse 8 verschiebbar gelagert ist (vgl. Pfeil b).

[0029] Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bilden somit ein Messsystem, das bezüglich der Systemachse 8 drehbar und entlang der Systemachse 8 relativ zu dem Patienten 3 verschiebbar ist, so dass der Patient 3 unter verschiedenen Projektionswinkeln und verschiedenen Positionen bezüglich der Systemachse 8 durchstrahlt werden kann. Die dabei auftretenden Ausgangssignale der einzelnen Detektorelemente 6a bis 6x werden von einem an der Gantry 7 angeordneten Datenerfassungssystem 10 ausgesehen, wobei das Datenerfassungssystem 10 im Falle des vor-

liegenden Ausführungsbeispiels Differenzsignale von nebeneinander angeordneten Detektorelementen 6a bis 6x bildet. Diese Signale werden mittels einer elektrischen Leitung 11, die in nicht dargestellter Weise ein Schleifringsystem 5 oder eine drahtlose Übertragungsstrecke enthält, einem Signalverarbeitungsgerät 12 zugeführt, das ein Bild des Patienten 3 berechnet, das wiederum auf einem Monitor 13 wiedergegeben werden kann. Der Monitor 13 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit einer elektrischen Leitung 14 mit dem Signalverarbeitungsgerät 12 verbunden.

[0030] Das in der Fig. 1 gezeigte Computertomographiegerät kann sowohl zur Sequenzabtastung als auch zur Spiralabtastung eingesetzt werden.

[0031] Bei der Sequenzabtastung erfolgt eine schichtweise Abtastung des Patienten 3. Dabei wird die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bezüglich der Systemachse 8 um den Patienten 3 gedreht und das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem nimmt eine Vielzahl von Projektionen auf, um eine zweidimensionale Schicht des Patienten 3 abzutasten. Aus den dabei gewonnenen Messwerten wird ein die abgetastete Schicht darstellendes Schnittbild rekonstruiert. Zwischen der Abtastung aufeinander folgender Schichten wird der Patient 3 jeweils entlang der Systemachse 8 bewegt. Dieser Vorgang wiederholt sich so lange, bis alle interessierenden Schichten erfasst sind.

[0032] Während der Spiralabtastung dreht sich das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bezüglich der Systemachse 8 und der Tisch 9 bewegt sich kontinuierlich in Richtung des Pfeils b, d. h. das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bewegt sich relativ zum Patienten 3 kontinuierlich auf einer Spiralfahrt c, so lange, bis der interessierende Bereich des Patienten 3 vollständig erfasst ist. Dabei wird ein Volumendatensatz generiert. Das Signalverarbeitungsgerät 12 berechnet daraus mit einem Interpolationsverfahren planare Daten, aus denen wie bei der Sequenzabtastung Schnittbilder rekonstruiert werden.

[0033] Die Fig. 2 zeigt schematisch ein Schaubild des in der Fig. 1 gezeigten Datenerfassungssystems 10, welches u. a. bei jedem Abtastschritt Differenzsignale aus Signalen der ausgewählten Detektorelementen 6a bis 6x des Strahlungsdetektors 4 bildet.

[0034] Jedem Detektorelement 6a bis 6x ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ein Integrator 20a bis 20x nachgeschaltet, der ein Kondensator ist. In der Fig. 2 sind nur die Integritoren 20a und 20x dargestellt. Die Integritoren 20a bis 20x können auch abweichend von der Fig. 2 Verstärkerstufen umfassen oder insoweit Bestandteil der Detektorelemente 6a bis 6x sein, als die Detektorelemente 6a bis 6x selbst integrierend wirken.

[0035] Von den Integritoren 20a bis 20x werden die in den Detektorelementen 6a bis 6x bei einer Absorption von Röntgenstrahlung erzeugten Ladungen für jeden Abtastschritt über ein bestimmtes Zeitintervall integriert und im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mittels eines Multiplexers 21 zeilenweise sequentiell mit einem Elektronikelement 22 ausgelesen und verstärkt; d. h. am Ausgang des Elektronikelements 22 stehen sequentiell die ausgewählten Signale erst des Detektorelementes 6a, dann der Detektorelemente 6b bis 6f, dann der Detektorelemente 6g bis 6l, usw. an. Alternativ können die Detektorelemente 6a bis 6x auch spaltenweise ausgesehen werden.

[0036] Die mittels des Elektronikelements 22 ausgewählten und verstärkten Signale der Detektorelemente 6a bis 6x werden anschließend sequentiell mit einem Analog/Digital-Wandler 23 digitalisiert und im Falle des vorliegenden Aus-

führungsbeispiels einer sogenannten Arithmetic Logic Unit (ALU) 24 zugeführt, wobei die ALU (24) im Falle der zeilweise Auslesung der Detektorelemente 6a bis 6x Differenzsignale aus Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x einer Detektorzeile 5a bis 5d nach folgendem Verfahren bildet:

Die Signale  $S_{m,1}^*$  werden gebildet als

$$S_{m,1}^* = S_{m,1} \text{ mit } 1 \leq m \leq 4$$

wobei im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal  $S_{1,1}$  das digitalisierte ausgelesene Signal des ersten Detektorelements 6a,  $S_{2,1}$  das digitalisierte ausgelesene Signal des zweiten Detektorelements 6g,  $S_{3,1}$  das digitalisierte ausgelesene Signal des dritten Detektorelements 6m und  $S_{4,1}$  das digitalisierte ausgelesene Signal des vierten Detektorelements 6s, der ersten Detektorspalte 25a der vier Detektorzeilen 5a bis 5d umfassenden Strahlungsdetektors 4 sind, die am Eingang der ALU (24) in digitalisierter Form anliegen.  $S_{m,1}^*$  sind die Signale, die am Ausgang der ALU (24) bereitstehen und dem in der Fig. 1 dargestellten Signalverarbeitungsgerät 12 zugeführt werden.

[0037] Die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  mit im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels  $1 < k \leq 6$  werden gebildet als:

$$S_{m,k}^* = S_{m,k} - S_{m,k-1}$$

wobei die Signale  $S_{m,k}^*$  die digitalisierten ausgelesenen Signale der Detektorelemente 6a bis 6x der m-ten der vier Detektorzeilen 5a bis 5d (im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die erste Detektorzeile 5a, die zweite Detektorzeile 5b, die dritte Detektorzeile 5c und die vierte Detektorzeile 5d) und der k-ten der sechs Detektorspalten 25a bis 25f (im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist beispielsweise die erste Detektorspalte 25a, die zweite Detektorspalte 25b, usw.) sind, die am Eingang der ALU (24) in digitalisierter Form anstehen. Die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) stehen am Ausgang der ALU (24) bereit und werden dem in der Fig. 1 dargestellten Signalverarbeitungsgerät 12 zugeführt.

[0038] Da sich die Amplituden von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x mit hoher Wahrscheinlichkeit wenig unterscheiden, haben die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) mit hoher Wahrscheinlichkeit eine geringere Signaldynamik als die Signale  $S_{m,k}$  eines einzelnen ausgelesenen Detektorelements 6a bis 6x. Folglich können die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) mit einer kürzeren Datenlänge zu dem Signalverarbeitungsgerät 12 transportiert werden als die Signale  $S_{m,k}$  eines einzelnen ausgelesenen Detektorelements 6a bis 6x.

[0039] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels werden die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) von der ALU (24) mit nur einer Datenlänge von einem Byte verschlüsselt, wobei ein Bit für das Vorzeichen, vier Bit für die Mantisse und drei Bit für den Exponenten verwendet werden. Die Signale  $S_{m,1}^*$ , d. h. die Signale, die den Signalen der ausgelesenen Detektorelementen 6a, 6g, 6m und 6s der ersten Detektorspalte 25a entsprechen, sind keine Differenzsignale und weisen im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels beim Transport zum Signalverarbeitungsgerät 12 eine höhere Datenlänge als die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) auf. Da zumindest die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) mit einer geringeren Datenlänge als Signale, die einem ausgelesenen Detektorelement 6a bis 6x entsprechen, von dem Datenerfassungssystem 10 zum Signalverarbeitungsgerät 12 transportiert werden, wird die Datenrate vom Datenerfas-

sungssystem 10 zum Signalverarbeitungsgerät 12 reduziert.

[0040] Werden gemäß der genannten Alternative anstelle von Differenzsignalen  $S_{m,k}^*$  ( $1 < k \leq 6$ ) einer Detektorzeile 5a bis 5d Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x der Detektorspalten 25a bis 25f gebildet, werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < m \leq 4$ ) aus Signalen der ausgelesenen Detektorelementen 6a bis 6x der sechs Detektorspalten 25a bis 25f nach folgendem Verfahren gebildet:

Die Signale  $S_{1,k}^*$  werden gebildet als

$$S_{1,k}^* = S_{1,k} \text{ mit } 1 \leq k \leq 6$$

15 wobei die Signale  $S_{1,k}$  die digitalisierten ausgelesenen Signale der Detektorelemente 6a bis 6f der ersten Detektorzeile 5a sind.

[0041] Die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  mit im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels  $1 < m \leq 4$  werden gebildet 20 als:

$$S_{m,k}^* = S_{m,k} - S_{m-1,k}$$

[0042] Bezuglich der Datenlänge der Signale  $S_{1,k}^*$  und 25 der Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  ( $1 < m \leq 4$ ) gelten die vorstehenden Ausführungen sinngemäß.

[0043] Die Differenzsignale können auch auf analoger Ebene gebildet werden. Die Fig. 3 zeigt schematisch ein Ausführungsbeispiel eines Datenerfassungssystems 30, 30 welches u. a. Differenzsignale auf analoger Ebene von mittels des Datenerfassungssystems 30 ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x des Strahlungsdetektors 4 des in der Fig. 1 dargestellten Computertomographiegerätes bildet.

[0044] Ähnlich wie in der Fig. 2 dargestellt und obenstehend beschrieben, sind den Detektorelementen 6a bis 6x Integriertoren 31a bis 31x nachgeschaltet. In der Fig. 3 sind nur die Integriertoren 31a und 31x dargestellt.

[0045] Analog wie obenstehend beschrieben, werden von den Integriertoren 31a bis 31x die in den Detektorelementen 6a bis 6x bei einer Absorption von Röntgenstrahlung erzeugten Ladungen für jeden Abtastschritt über ein bestimmtes Zeitintervall integriert.

[0046] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels werden die Ausgänge der Integriertoren 31a bis 31x mittels 45 eines Spaltenmultiplexers 32 zeilenweise selektiert und mit Elektronikelementen 33a bis 33f verbunden, d. h. die Elektronikelemente 33a bis 33f lesen parallel erst die Detektorelemente 6a bis 6f der ersten Detektorzeile 5a, dann parallel die Detektorelemente 6g bis 6l der zweiten Detektorzeile 5b, dann parallel die Detektorelemente 6m bis 6r der dritten Detektorzeile 5c und schließlich parallel die Detektorelemente 6s bis 6x der vierten Detektorzeile 5d aus und verstärken sie.

[0047] Die Ausgangssignale der Elektronikelemente 33a bis 33f werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einem Differenzbildner 34 zugeführt, der u. a. Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x einer Detektorspalte 25a bis 25f ähnlich dem weiter obenstehend beschriebenen Verfahren bildet:

60 Die Signale  $S_{1,k}^*$  werden gebildet als

$$S_{1,k}^* = S_{1,k} \text{ mit } 1 \leq k \leq 6$$

wobei im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Signale  $S_{1,k}$  die ausgelesenen Signale der Detektorelemente 6a bis 6f der ersten Detektorzeile 5a sind.

[0048] Die Differenzsignale  $S_{m,k}^*$  mit im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels  $1 < m \leq 4$  werden gebildet

als:

$$S^*_{m,k} = S_{m,k} - S_{m-1,k}$$

[0049] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels stehen also für jeden Abtastschritt an den Ausgängen des Differenzbildners 34 die Signale  $S^*_{1,k}$  ( $1 \leq k \leq 6$ ), und die Differenzsignale  $S^*_{2,k}$  ( $1 \leq k \leq 6$ ),  $S^*_{3,k}$  ( $1 \leq k \leq 6$ ),  $S^*_{4,k}$  ( $1 \leq k \leq 6$ ) an, die wiederum mittels eines Multiplexers 35 in einen seriellen Datenstrom umgewandelt werden, der mittels eines Analog/Digital-Wandlers 36 digitalisiert wird.

[0050] Da die Differenzsignale  $S^*_{m,k}$  ( $1 < m \leq 4$ ) im Allgemeinen eine kleinere Signaldynamik aufweisen als die Signale  $S_{m,k}$  der ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x, können sie mit einer kleineren Datenlänge zu dem in der Fig. 1 dargestellten Signalverarbeitungsgerät 12 transportiert werden. Ihre Datenlänge kann ähnlich wie für das in der Fig. 2 dargestellte Datenerfassungsgerät 10 nur ein Byte aufweisen, wobei ein Bit für das Vorzeichen, vier Bit für die Mantisse und drei Bit für den Exponenten verwendet werden.

[0051] Wenn die Auslesung der Detektorelemente 6a bis 6x alternativ spaltenweise erfolgt, ist statt des in der Fig. 3 dargestellte Spaltenmultiplexers 32 ein Zeilenmultiplexer mit entsprechenden Ausgängen vorgesehen, wobei der Differenzbildner Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x einer Detektorzeile 5a bis 5d bildet.

[0052] Die Fig. 4 zeigt schematisch ein alternatives Datenerfassungssystem 40 zum Auslesen und Bilden von Differenzsignalen auf analoger Ebene für das in der Fig. 1 gezeigte Computertomographiegerät. Wenn nicht anders beschrieben, sind Bestandteile des in der Fig. 4 gezeigten Datenerfassungssystems 40, welche mit Bestandteilen des in der Fig. 3 gezeigten und obenstehend beschriebenen Datenerfassungssystems 30 weitgehend bau- und funktionsgleich sind, mit denselben Bezeichnungen versehen.

[0053] Bei dem in der Fig. 4 gezeigte Datenerfassungssystems 40 sind den Detektorelementen 6a bis 6x auslesende Elektronikelemente 33a bis 33f ein Multiplexer 41 nachgeschaltet, der die Signale der zeilenweise ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x in einen sequentiellen Datenstrom überführt, d. h. am Ausgang des Multiplexers 41 stehen für jeden Abtastschritt nacheinander die Signale der ausgescnedenen Detektorelemente 6a, 6b, 6c bis 6x an. Diese Signale werden einem Differenzbildner 42 zugeführt, der ähnlich den obenstehend beschriebenen Verfahren Differenzsignale  $S^*_{m,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ) von Signalen von nebeneinander angeordneten und ausgescnedenen Detektorelementen 6a bis 6x der Detektorzeilen 5a bis 5f bildet. Am Ausgang des Differenzbildners 42 stehen also für jeden Abtastschritt nacheinander das Signal  $S^*_{1,1}$ , die Differenzsignale  $S^*_{1,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ), das Signal  $S^*_{2,1}$ , die Differenzsignale  $S^*_{2,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ), das Signal  $S^*_{3,1}$ , die Differenzsignale  $S^*_{3,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ), das Signal  $S^*_{4,1}$  und die Differenzsignale  $S^*_{4,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ) an, die mit einem Analog/Digital-Wandler 43 digitalisiert werden. Ähnlich wie in der obenstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen können die Differenzsignale  $S^*_{m,k}$  ( $1 < k \leq 6$ ) mit einer geringeren Datenlänge übertragen werden, als Signale eines einzelnen, ausgelesenen Detektorelementes 6a bis 6x.

[0054] Im Falle einer spaltenweisen Auslesung der Detektorelemente 6a bis 6x ist der in der Fig. 4 dargestellte Spaltenmultiplexer 32 ein Zeilenmultiplexer mit entsprechenden Ausgängen und der Differenzbildner 42 bildet Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x einer Detektor-

spalte 25a bis 25f.

[0055] Dic Fig. 5 zeigt schematisch ein Ausführungsbeispiel des analogen Differenzbildners 42, der Differenzen zweier aufeinander folgender Signale bildet. Der Differenzbildner 42 umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einen Puffer 50, an dessen Eingang sequenziell die Signale der in den Fig. 1 bis 4 gezeigten ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x anliegen. Der Ausgang des Puffers 50 kann mittels eines Schalters  $S_1$  an einen Koppelkondensator  $C_1$  geschaltet werden, der wiederum im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit einem invertierenden Längang einer Verstärkerstufe, beispielsweise eines Operationsverstärkers 51, verschaltet ist. Des weiteren ist der invertierende Ausgang des Operationsverstärkers 51 mittels eines sogenannten Sample-Kondensators  $C_S$  mit dem Ausgang des Operationsverstärkers 51 verbunden. Der Sample-Kondensator  $C_S$  kann mittels eines Schalters  $S_S$  entladen werden. Mittels des Schalters  $S_1$  und eines Schalters  $S_K$  kann der Koppelkondensator  $C_1$  entladen werden. Ferner ist der nicht-invertierende Eingang des Operationsverstärkers 51 geerdet.

[0056] Die Fig. 6 zeigt schematisch und exemplarisch ein Schaubild zur Verdeutlichung der Funktionsweise des in den Fig. 4 und 5 gezeigten Differenzbildners 42, der im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a bis 6x der Detektorzeilen 5a bis 5d bildet.

[0057] Zum Zeitpunkt  $t_0$  liegt am Längang des Puffers 50 kein Eingangssignal an ( $U_E = 0$ ) und der Schalter  $S_1$  ist geöffnet. Zum Zeitpunkt  $t_1$  werden der Sample-Kondensator  $C_S$  mittels des geschlossenen Schalters  $S_S$  und der Koppelkondensator  $C_1$  mittels des geschlossenen Schalters  $S_K$  entladen.

[0058] Zum Zeitpunkt  $t_2$  werden die Schalter  $S_K$  und  $S_S$  geöffnet, der Schalter  $S_1$  geschlossen und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal  $U_{E,1}$  beaufschlagt. So mit steht am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $U_{A,1} = -U_{E,1}$  an. Das Eingangssignal  $U_{E,1}$  ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal  $S_{1,1}$  des ausgelesenen Detektorelementes 6a des Strahlungsdetektors 4, d. h. das Ausgangssignal  $U_{A,1} = -S_{1,1}$ .

[0059] Zum Zeitpunkt  $t_3$  wird der Schalter  $S_S$  geschlossen, der Sample-Kondensator  $C_S$  entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht kein Signal an. Der Koppelkondensator  $C_1$  speichert das Eingangssignal  $U_{E,1}$ , also  $S_{1,1}$ .

[0060] Zum Zeitpunkt  $t_4$  wird der Schalter  $S_S$  wieder geöffnet und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal  $U_{E,2}$  beaufschlagt. Das Eingangssignal  $U_{E,2}$  ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal  $S_{1,2}$  des ausgelesenen Detektorelementes 6b. Durch die kapazitive Kopplung des Puffers 50 und des Operationsverstärkers 51 mittels des Koppelkondensators  $C_1$  steht dann am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $-(U_{E,2} - U_{E,1})$  an, d. h. das Ausgangssignal

$$U_{A,2} = -(S_{1,2} - S_{1,1}) = -S^*_{1,2}.$$

[0061] Zum Zeitpunkt  $t_5$  wird der Schalter  $S_S$  wieder geschlossen, der Sample-Kondensator  $C_S$  entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht wieder kein Signal an. Der Koppelkondensator  $C_1$  speichert nun das Eingangssignal  $U_{E,2}$ , also  $S_{1,2}$ .

[0062] Zum Zeitpunkt  $t_6$  wird der Schalter  $S_S$  wieder geöffnet und der Längang des Puffers 50 mit einem Längangssignal  $U_{E,3}$  beaufschlagt, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal  $S_{1,3}$  des ausgelesenen Detektorelementes 6c ist. Somit steht am Ausgang des Operati-

onsverstärkers 51 das Signal  $U_{A,2} = -(U_{E,3} - U_{E,2}) = -S_{1,3}^*$  an. Folglich kann der in der Fig. 5 dargestellte Differenzbildner 34 Differenzsignale von sequenziell an dem Eingang des Puffers 50 anstehende Signale bilden.

[0063] Der in der Fig. 5 gezeigte Differenzbildner 42 eignet sich auch zur Bildung von Differenzsignalen von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelementen 6a bis 6x einer Detektorspalte 25a bis 25f.

[0064] Der in der Fig. 3 gezeigte Differenzbildner 34 hat mehrere Ein- und Ausgänge. Der Differenzbildner 34 kann beispielsweise derart ausgeführt werden, dass er eine Anzahl von in der Fig. 5 abgebildeten Differenzbildnern 42 umfasst, die der Anzahl der Ein- und Ausgänge des Differenzbildners 34 entspricht.

[0065] Die Fig. 7 zeigt schematisch eine weitere Ausführungsform eines Differenzbildners 70, welcher mehrere, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels sechs, Signaltypen speichern kann. Wenn nicht anders beschrieben, sind Bestandteile des in der Fig. 7 gezeigten Differenzbildners 70, welche mit Bestandteilen des in der Fig. 5 gezeigten und obenstehend beschriebenen Differenzbildners 42 weitgehend bau- und funktionsgleich sind, mit denselben Bezugssymbolen versehen.

[0066] Der in der Fig. 7 gezeigte Differenzbildner 70 umfasst, ähnlich dem in der Fig. 5 dargestellten Differenzbildner 42, einen Puffer 50, an dessen Eingang sequenziell die Signale der in den Fig. 1 bis 4 gezeigten ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x anliegen. Der Ausgang des Puffers 50 kann mittels Schalter S<sub>1</sub> bis S<sub>6</sub> an Koppelkondensatoren C<sub>1</sub> bis C<sub>6</sub> geschaltet werden, die im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wiederum mit einem invertierenden Eingang einer Verstärkerstufe, beispielsweise eines Operationsverstärkers 51, verschaltet sind. Des Weiteren ist der invertierende Ausgang des Operationsverstärkers 52 mittels eines Sample-Kondensators C<sub>8</sub> mit dem Ausgang des Operationsverstärkers 52 verbunden. Der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> kann mittels eines Schalters S<sub>8</sub> entladen werden. Ferner ist der nicht-invertierende Eingang des Operationsverstärkers 51 geerdet. Schalter zum Entladen der Koppelkondensatoren C<sub>1</sub> bis C<sub>6</sub> sind in der Fig. 7 der Übersichtlichkeit wegen nicht gezeigt.

[0067] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels kann der in der Fig. 7 an Stelle des in der Fig. 4 dargestellten Differenzbildners 42 verwendet werden. Am Eingang des Differenzbildners 70 stehen dann sequenziell und zeilenweise die Signale S<sub>m,k</sub> der ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x an. Da der Differenzbildner 70 sechs Koppelkondensatoren C<sub>1</sub> bis C<sub>6</sub> umfasst, können sechs Signale gespeichert werden. Insbesondere kann für jeden Abtastschritt erst die Signale S<sub>1,k</sub> der ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6f der ersten Detektorzeile 5a, dann die Signale S<sub>2,k</sub> der ausgelesenen Detektorelemente 6g bis 6l der zweiten Detektorzeile 5b usw. gespeichert werden. Dabei werden die Schalter S<sub>1</sub> bis S<sub>6</sub> zyklisch geschlossen und wieder geöffnet, dass nacheinander die Signale der einzelnen ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x einer Detektorzeile 5a bis 5d mit je einem der Koppelkondensatoren C<sub>1</sub> bis C<sub>6</sub> gespeichert werden.

[0068] Die Fig. 8 zeigt schematisch und exemplarisch ein Schaubild zur Verdeutlichung der Funktionsweise des in der Fig. 7 gezeigten Differenzbildners 70, bei dem sequenziell und zeilenweise die Signale der ausgelesenen Detektorelemente 6a bis 6x anstehen.

[0069] Zum Zeitpunkt t<sub>0</sub> liegt am Eingang des Puffers 50 kein Eingangssignal an ( $U_E = 0$ ) und die Schalter S<sub>1</sub> bis S<sub>6</sub> sind geöffnet. Zum Zeitpunkt t<sub>1</sub> werden der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> mittels des geschlossenen Schalters S<sub>8</sub> und die

Koppelkondensatoren C<sub>1</sub> bis C<sub>6</sub> mittels nicht dargestellter Schalter entladen.

[0070] Zum Zeitpunkt t<sub>2</sub> wird der Schalter S<sub>8</sub> geöffnet, der Schalter S<sub>1</sub> geschlossen und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal U<sub>E,1</sub> beaufschlagt. Somit steht am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $U_{A,1} = U_{E,1}$  an. Das Eingangssignal U<sub>E,1</sub> ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels S<sub>1,1</sub> des ausgelesenen Detektorelementes 6a des Strahlungsdetektors 4, d. h. das Ausgangssignal  $U_{A,1} = -S_{1,1}$ .

[0071] Zum Zeitpunkt t<sub>3</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> geschlossen, der Schalter S<sub>1</sub> geöffnet, der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht kein Signal an. Der Koppelkondensator C<sub>1</sub> speichert 15 das Eingangssignal U<sub>E,1</sub>, also das Signal S<sub>1,1</sub>.

[0072] Zum Zeitpunkt t<sub>4</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geöffnet, der Schalter S<sub>2</sub> geschlossen und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal U<sub>E,2</sub> beaufschlagt, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal 20 S<sub>1,2</sub> des ausgelesenen Detektorelementes 6b ist. Somit steht am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $U_{A,2} = -S_{1,2}$  an.

[0073] Zum Zeitpunkt t<sub>5</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geschlossen, der Schalter S<sub>2</sub> geöffnet, der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht weder kein Signal an. Der Koppelkondensator C<sub>2</sub> speichert 25 nun das Eingangssignal U<sub>E,2</sub>, also das Signal S<sub>1,2</sub>.

[0074] Zum Zeitpunkt t<sub>6</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geöffnet, der Schalter S<sub>3</sub> geschlossen und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal U<sub>E,3</sub> beaufschlagt, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels das Signal 30 S<sub>1,3</sub> des ausgelesenen Detektorelementes 6c ist. Somit steht am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $U_{A,3} = -S_{1,3}$  an.

[0075] Zum Zeitpunkt t<sub>7</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geschlossen, der Schalter S<sub>3</sub> geöffnet, der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht weder kein Signal an. Der Koppelkondensator C<sub>3</sub> speichert 40 nun das Eingangssignal U<sub>E,3</sub>, also das Signal S<sub>1,3</sub>.

[0076] Für die in der Fig. 8 nicht gezeigten Zeitpunkte t<sub>8</sub> bis t<sub>13</sub> werden nacheinander die Eingangssignale U<sub>E,4</sub> bis U<sub>A,6</sub>, die den Signalen S<sub>1,4</sub> bis S<sub>1,6</sub> der ausgelesenen Detektorelementen 6d bis 6f entsprechen, an den Eingang des Puffers 50 gelegt. Am Ausgang des Operationsverstärkers 51 stehen entsprechend die Signale  $U_{A,4} = -S_{1,4}$  bis  $U_{A,6} = -S_{1,6}$  an und der Koppelkondensator C<sub>4</sub> speichert das Signal S<sub>1,4</sub>, der Koppelkondensator C<sub>5</sub> speichert das Signal S<sub>1,5</sub> und der Koppelkondensator C<sub>6</sub> speichert das Signal S<sub>1,6</sub>.

[0077] Zum Zeitpunkt t<sub>14</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geöffnet, der Schalter S<sub>1</sub> wieder geschlossen und der Eingang des Puffers 50 mit einem Eingangssignal U<sub>E,7</sub> beaufschlagt, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels 55 das Signal S<sub>2,1</sub> des ausgelesenen Detektorelementes 6g der zweiten Detektorzeile 5b ist. Durch die kapazitive Kopplung des Puffers 50 und des Operationsverstärkers 51 mittels des Koppelkondensators C<sub>1</sub> steht dann am Ausgang des Operationsverstärkers 51 das Signal  $(U_{E,7} - U_{E,1})$  an, d. h. 60 das Ausgangssignal  $U_{A,2} = -(S_{2,1} - S_{1,1}) = -S_{2,1}^*$ , ein Differenzsignal von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente 6a und 6g der Detektorspalte 25a.

[0078] Zum Zeitpunkt t<sub>15</sub> werden der Schalter S<sub>8</sub> wieder geschlossen, der Schalter S<sub>1</sub> wieder geöffnet, der Sample-Kondensator C<sub>8</sub> entladen und am Ausgang des Operationsverstärkers 51 steht wieder kein Signal an. Der Koppelkondensator C<sub>1</sub> speichert 65 nun das Eingangssignal U<sub>E,7</sub>, also das

Signal  $S_{2,1}$ .

[0079] Zum Zeitpunkt  $t_{16}$  werden der Schalter  $S_3$  wieder geöffnet, der Schalter  $S_2$  wieder geschlossen und der Eingang des Puffers  $50$  mit einem Eingangssignal  $U_{E,8}$  beaufschlagt, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels  $5$  das Signal  $S_{2,2}$  des ausgelesenen Detektorelemente  $6h$  der zweiten Detektorzeile  $5b$  ist. Somit steht am Ausgang des Operationsverstärkers  $51$  das Differenzsignal  $U_{A,8} = -(U_{E,3} - U_{E,8}) = -S_{2,2}$  an. Somit kann der in der Fig. 5 dargestellte Differenzbildner  $34$  im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente  $6a$  bis  $6x$  einer Detektorspalte  $25a$  bis  $25f$  bilden.

[0080] Bei einer geeigneten Anzahl von Koppelkondensatoren und geeigneten Eingangssignalen eignet sich der in  $15$  der Fig. 7 dargestellte Differenzbildner  $70$  auch zur Bildung von Differenzsignalen von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente  $6a$  bis  $6x$  einer Detektorzeile  $5a$  bis  $5d$ .

[0081] Der in der Fig. 3 gezeigte Differenzbildner  $34$  hat  $20$  mehrere Ein- und Ausgänge. Der Differenzbildner  $34$  kann beispielsweise derart ausgeführt werden, dass er eine Anzahl von in der Fig. 7 abgebildeten Differenzbildnern  $70$  umfasst, die der Anzahl der Ein- und Ausgänge entspricht.

[0082] Der in den Fig. 1 bis 4 gezeigte Strahlungsdetektor  $25$   $25$  kann auch mehrere oder weniger als in den Fig. 1 bis 4 gezeigten Detektorelemente  $6a$  bis  $6x$  und/oder mehrere oder weniger Detektorzeilen  $5a$  bis  $5d$  und/oder mehrere oder weniger Detektorspalten  $25a$  bis  $25f$  aufweisen.

[0083] Es ist auch möglich, einen Strahlungsdetektor mit  $30$  mehreren Detektormodulen, die wenigstens eine Detektorzeile aufweisen, zu verwenden, wobei jedem Detektormodul ein Analog/Digital-Wandler zugeordnet ist. Die Differenzsignale können dann gemäß den oben beschriebenen Verfahren spalten- und/oder zeilenweise für jedes Detektormodul  $35$  gewonnen werden.

[0084] Es ist auch möglich, Differenzsignale höherer Ordnung zu bilden, worunter beispielsweise zu verstehen ist, zeilenweise Differenzsignale von Differenzsignalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente einer Detektorspalte zu bilden.

[0085] Die oben beschriebenen Verfahren können auch für  $45$  ein Computertomographiegerät mit einem einzeiligen Strahlungsdetektor verwendet werden, wobei Differenzsignale von Signalen von nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente des einzeiligen Strahlungsdetektors gebildet werden.

[0086] Die Datenlänge von einem Byte für die Differenzsignale ist ebenfalls nur exemplarisch zu verstehen.

[0087] Das Untersuchungsobjekt muss nicht notwendigerweise, wie es die Fig. 1 suggeriert, ein menschliches sein.

[0088] Die oben stehenden Ausführungsbeispiele sind im Übrigen nur exemplarisch zu verstehen.

#### Patentansprüche

55

1. Computertomographiegerät mit einem Datenerfassungssystem (10, 30, 40) und einem Strahlungsdetektor (4), welcher wenigstens eine Detektorzeile (5a bis 5d) mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen (6a bis 6x) umfasst, wobei das Datenerfassungssystem (10, 30, 40) die Detektorelemente (6a bis 6x) ausliest, Differenzsignale von Signalen zweier nebeneinander angeordneter und ausgelesener Detektorelemente (6a bis 6x) bildet und weiterverarbeitet.

2. Computertomographiegerät nach Anspruch 1, bei  $60$  welchem das Datenerfassungssystem (10, 30, 40) wenigstens einen Analog/Digital-Wandler (23) aufweist,

welcher im Wesentlichen die ausgelesenen Signale der Detektorelemente (6a bis 6x) digitalisiert.

3. Computertomographiegerät nach Anspruch 1, bei  $5$  welchem das Datenerfassungssystem (10, 30, 40) wenigstens einen Analog/Digital-Wandler (36, 43) aufweist, welcher im Wesentlichen die Differenzsignale zweier benachbarter, ausgelesener Detektorelemente (6a bis 6x) digitalisiert.

4. Computertomographiegerät nach einem der Ansprüche 2 oder 3, bei welchem die digitalisierten Differenzsignale eine Datenlänge von einem Byte aufweisen.

5. Computertomographiegerät nach einem der Ansprüche 2 oder 4, bei welchem der Strahlungsdetektor (4) mehrere Detektormodule umfasst, die mehrere Detektorzeilen (5a bis 5d) mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen (6a bis 6x) aufweist, und jedem Detektormodul ein Analog/Digital-Wandler (23, 36, 43) zugeordnet ist.

6. Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes mit einem Datenerfassungssystem (10, 30, 40) und einem Strahlungsdetektor (4), welcher wenigstens ein Detektormodul aufweist, das wenigstens eine Detektorzeile (5a bis 5d) mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen (6a bis 6x) umfasst, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Auslesen jedes Detektorelementes (6a bis 6x) eines Detektormoduls zu jedem Abtastschritt und
- Bildung von Signalen  $S_{j,m,k}^*$  aus Signalen der ausgelesenen Detektorelemente (6a bis 6x) des  $j$ -ten Detektormoduls,

wobei

$$S_{j,m,1}^* = S_{j,m,1}$$

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k} - S_{j,m,k-1} \text{ für } 1 < k \leq K,$$

wobei  $S_{j,m,k}$  das Signal des ausgelesenen Detektorelementes (6a bis 6x) der  $m$ -ten Detektorzeile (5a bis 5d) des  $j$ -ten Detektormoduls ist und  $K$  die Anzahl der Detektorelemente (6a bis 6x) der  $m$ -ten Detektorzeile (5a bis 5d) ist.

7. Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes mit einem Datenerfassungssystem (10, 30, 40) und einem Strahlungsdetektor (4), welcher wenigstens ein Detektormodul aufweist, das wenigstens eine Detektorspalte (25a bis 25f) mit mehreren nebeneinander angeordneten Detektorelementen (6a bis 6x) umfasst, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Auslesen jedes Detektorelementes (6a bis 6x) eines Detektormoduls zu jedem Abtastschritt und
- Bildung von Signalen  $S_{j,m,k}^*$  aus Signalen der ausgelesenen Detektorelemente (6a bis 6x) des  $j$ -ten Detektormoduls,

wobei

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k}$$

$$S_{j,m,k}^* = S_{j,m,k} - S_{j,m-1,k} \text{ für } 1 < m \leq M,$$

wobei  $S_{j,m,k}$  das Signal des ausgelesenen Detektorelementes (6a bis 6x) der  $k$ -ten Detektorspalte (25a bis 25f) des  $j$ -ten Detektormoduls ist und  $M$  die Anzahl der Detektorelemente (6a bis 6x) der  $k$ -ten Detektorspalte (25a bis 25f) ist.

8. Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes nach einem der Ansprüche 6 oder 7, bei welchem die Signale  $S_{j,m,k}^*$  in digitalisierter Form weiterverarbeitet werden.

9. Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes nach einem der Ansprüche 6 oder 7, bei welchem die Signale  $S_{j,m,k}^*$  in digitalisierter Form weiterverarbeitet werden.

10. Verfahren zur Gewinnung von Signalen eines Computertomographiegerätes nach einem der Ansprüche 6 bis 9, bei welchem die digitalisierten Differenzsignale eine Datenlänge von einem Byte aufweisen.

5

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

**- Leerseite -**

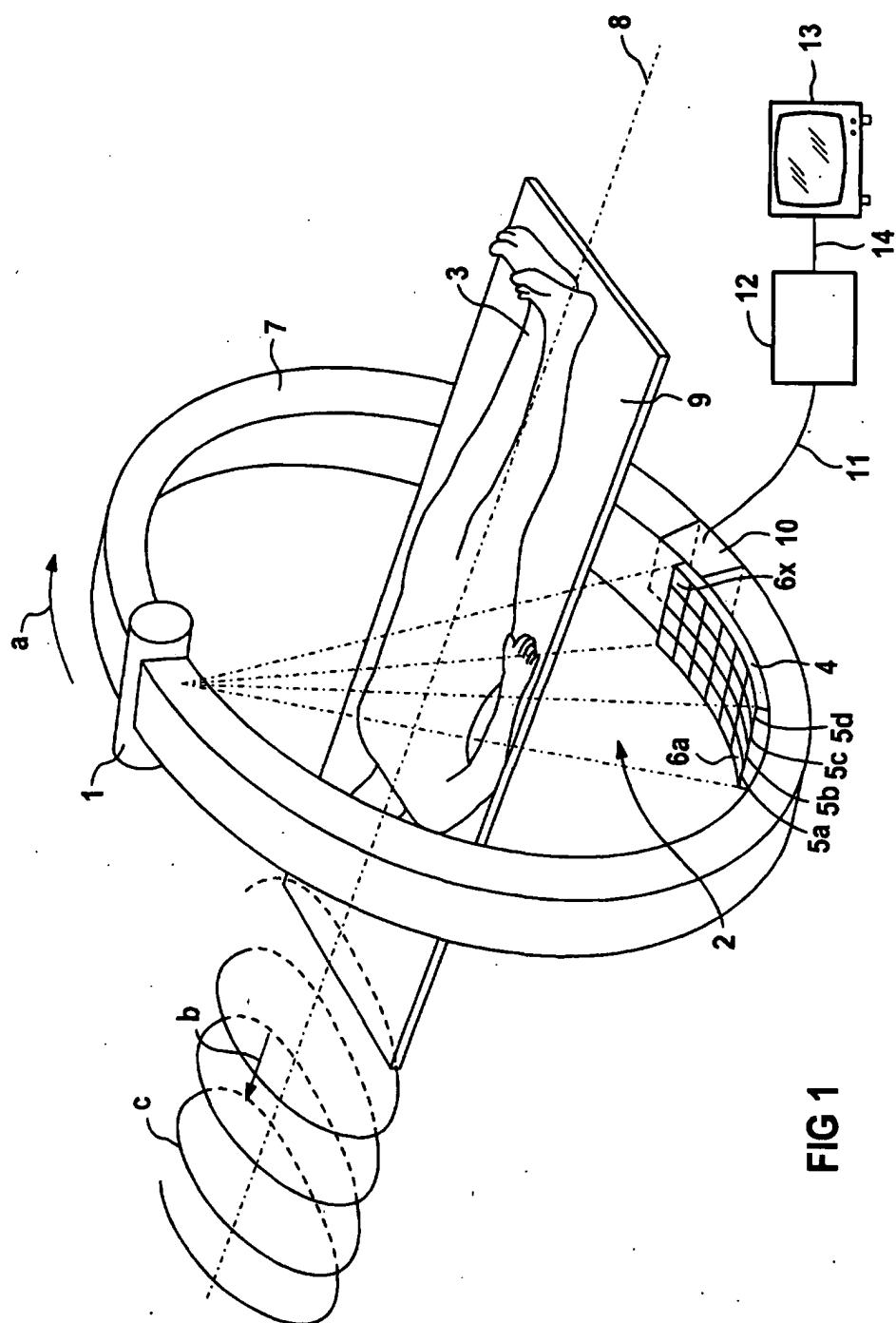


FIG 1

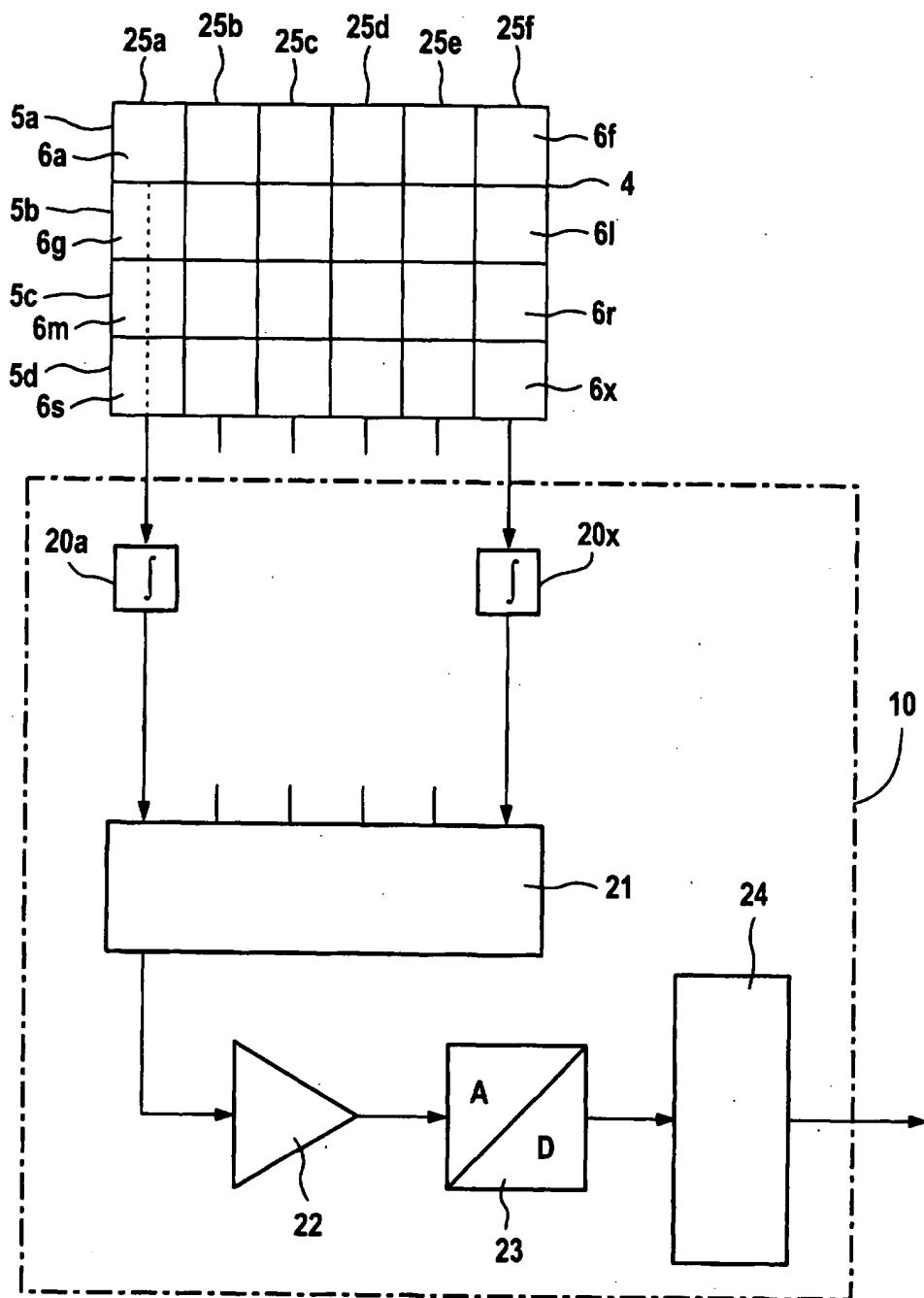


FIG 2

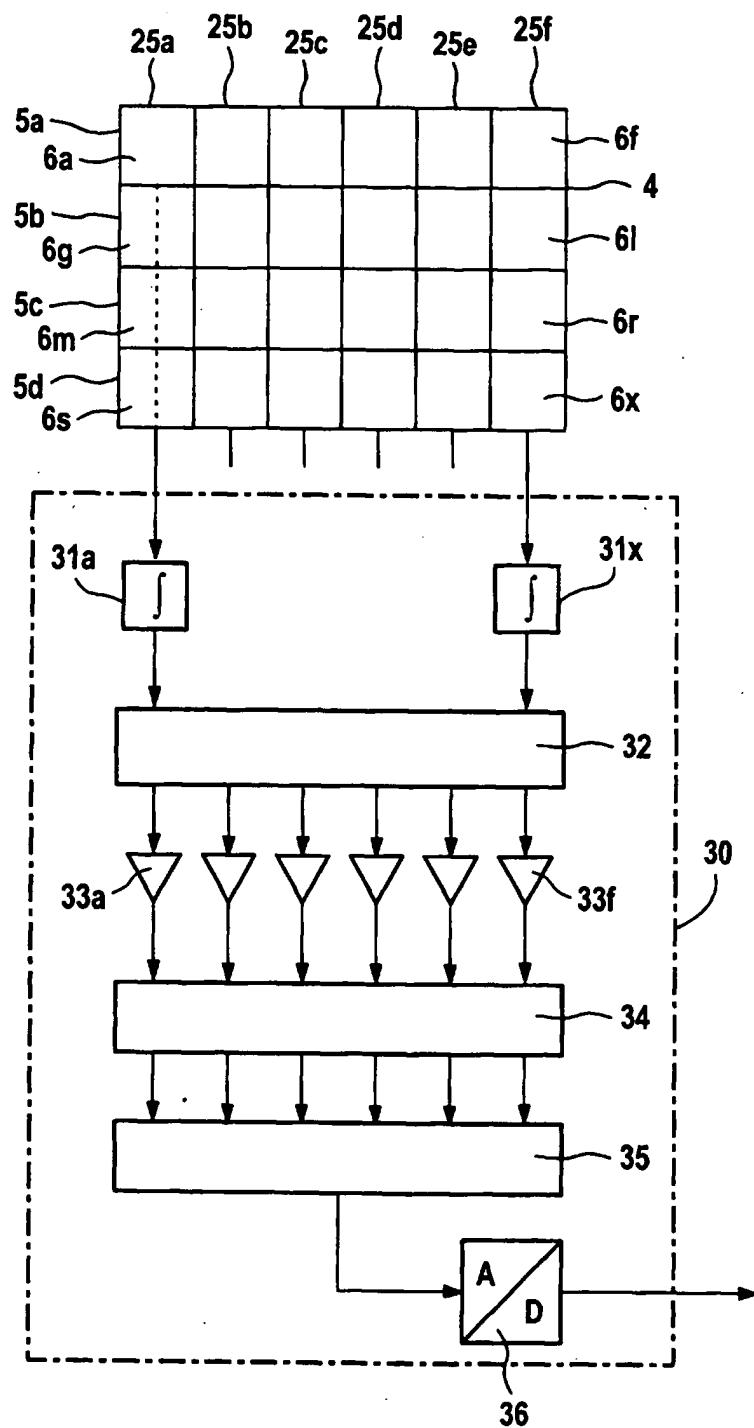


FIG 3

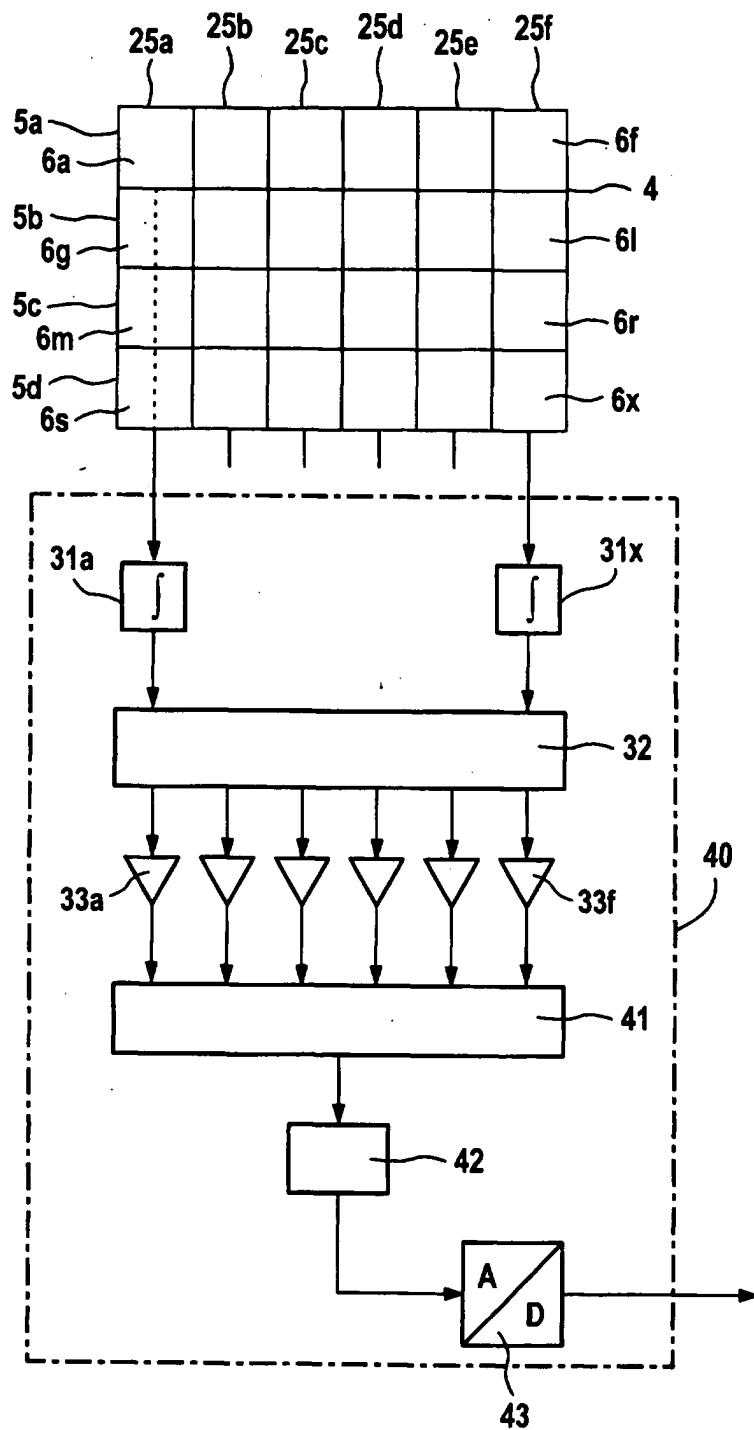


FIG 4

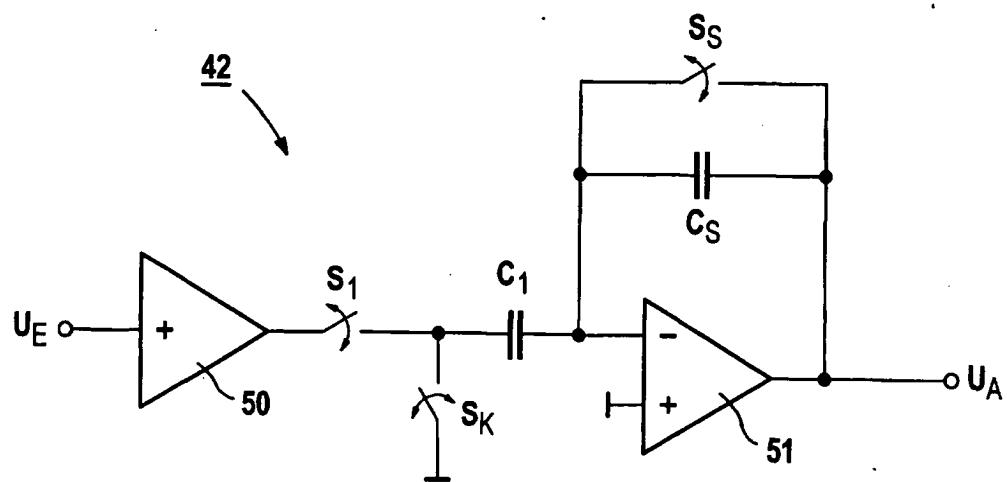


FIG 5

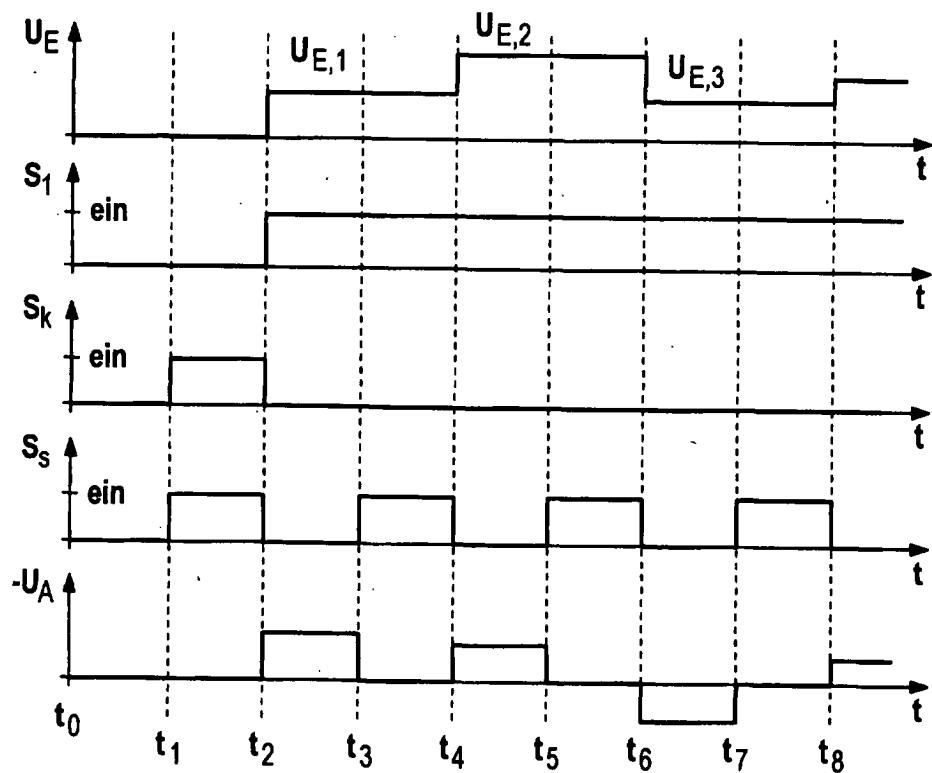


FIG 6

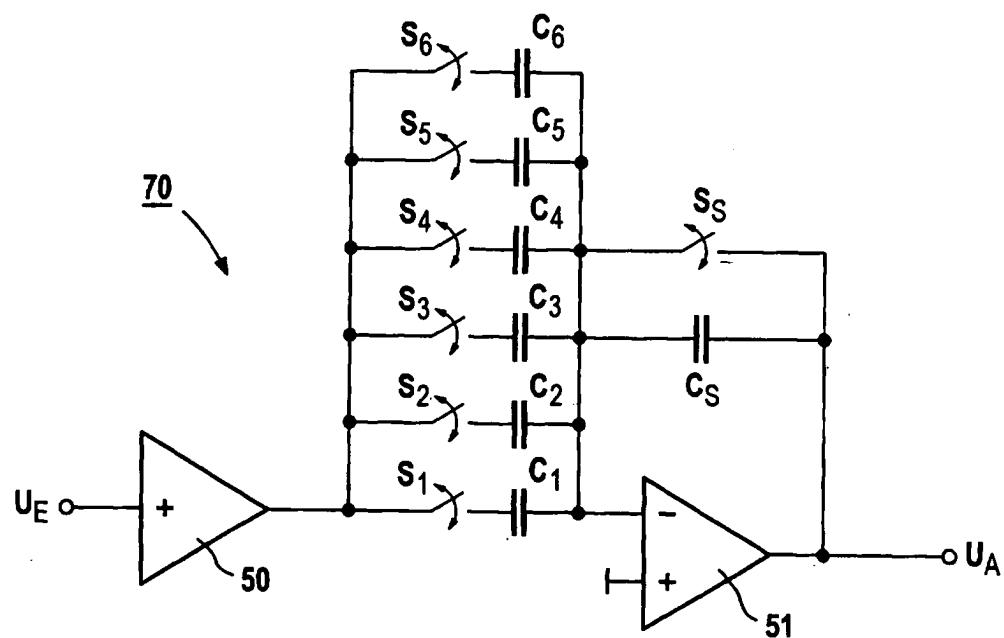


FIG 7

